

引用格式: 李增勇, 谢晖, 霍聪聪. 脑卒中康复前沿技术研究现状与发展趋势[J]. 前瞻科技, 2026, 5(1): 86-96; doi: 10.3981/j.issn.2097-0781.20250055.

LI Zengyong, XIE Hui, HUO Congcong. Research status and development trends of frontier technologies for stroke rehabilitation[J]. Science and Technology Foresight, 2026, 5(1): 86-96; doi: 10.3981/j.issn.2097-0781.20250055.

脑卒中康复前沿技术研究现状与发展趋势

李增勇[†], 谢晖, 霍聪聪

国家康复辅具研究中心, 民政部康复辅助器具重点实验室, 北京 100176

摘要 脑卒中具有高发病率、高致残率、高复发率等特点, 严重影响患者生存质量和家庭、社会负担, 开展高效、精准、可及的脑卒中康复研究具有重要临床价值与公共卫生意义。当前, 脑卒中神经康复领域正经历从传统干预模式向智能化、精准化神经调控范式的转变。文章概述了脑卒中运动、认知、言语、吞咽功能障碍的特征和康复干预现状, 重点分析多模态无创神经调控技术在脑卒中神经康复中的应用现状, 探讨神经调控技术与神经影像技术的融合发展。展望了未来发展趋势, 分析了当前面临挑战, 提出构建基于“人工智能+医疗大数据”的脑卒中个体化精准康复决策系统、建立多学科协同的技术标准与应用路径、完善前沿康复装备研发转化及国产化支持机制等政策建议, 以期推动高端康复技术普惠脑卒中患者。

关键词 脑卒中; 神经康复; 神经调控; 多模态融合; 脑功能特征

随着我国人口老龄化进程的加速, 脑卒中的发病率持续上升, 已成为导致死亡和残疾的主要疾病之一。据“脑卒中高危人群筛查和干预项目”数据统计显示, 我国每年新发的各类脑卒中患者约394万例, 现患人数已达2 876万例。大量脑卒中幸存者会遗留不同程度的功能障碍, 其中约70%的患者存在运动、认知、语言和吞咽功能损伤, 严重影响生活质量, 并给家庭和社会带来沉重负担^[1]。脑卒中后的6个月被认为是功能恢复的关键时间窗, 在此阶段实施有效的康复干预, 对促进神经可

塑性重建和功能恢复具有重要意义。因此, 发展高效、精准的脑卒中康复技术具有重要的临床价值和现实紧迫性。

传统康复手段主要包括物理治疗、作业治疗和语言治疗等, 通过重复性训练促进神经功能重组, 在脑卒中康复中发挥了重要作用。然而, 这些方法普遍存在康复周期长、个体化程度不足及疗效差异较大等问题。随着康复医疗技术水平的发展和脑卒中患者康复需求的日益增长, 传统康复手段已难以满足现阶段的康复需求, 这为脑卒中后功能康复带

收稿日期: 2025-12-23; 修回日期: 2026-02-10

资助项目: 国家自然科学基金(32271370); 国家重点研发计划(2023YFC3603700)

[†]通信作者

来了新的机遇和挑战。近年来，神经科学的发展推动非侵入性神经调控技术逐渐成为脑卒中康复的重要研究方向，主要包括经颅磁刺激（TMS）、经颅电刺激（tES）、经颅光生物调控（tPBM）和时域干涉电刺激（TIS）。这些技术能够通过调节皮层兴奋性和脑网络可塑性促进功能恢复，但其临床应用仍面临个体化调控策略不足、疗效评估手段有限和刺激参数优化困难等问题。

神经影像技术与神经调控技术的融合为解决上述问题提供了新的思路。功能磁共振成像（fMRI）、脑电图（EEG）和功能性近红外光谱（fNIRS）等技术能够实时反映脑功能活动及脑网络变化，为神经调控提供客观评估和精准定位依据。在此背景下，系统梳理脑卒中多功能障碍的特点和康复策略，探讨神经调控技术与神经影像技术的融合发展，对于推动脑卒中康复向精准化、智能化和个体化方向发展具有重要意义。

1 脑卒中所致功能障碍的特征与康复干预现状

1.1 脑卒中所致运动功能障碍

运动功能障碍是脑卒中患者最常见的后遗症之一，主要表现为肢体无力、瘫痪及肌张力异常，严重影响患者的日常活动能力。根据受累脑区的不同，患者可表现为偏瘫、单瘫、截瘫或全瘫。《中国脑卒中防治指导规范（2021）》指出，康复治疗的核心目标是尽早打破异常联合运动模式、恢复随意运动功能，并建议在急性期、亚急性期和恢复期的患者尽早开展康复训练。

在临床实践中，运动训练通常在早期康复阶段即开始实施。当患侧肢体缺乏主动运动能力时，由治疗师为患者进行关节活动度训练和肌肉牵伸训练，并结合主被动训练仪维持关节活动和血液循环；随着功能恢复，则逐渐过渡至助动、主动和抗阻训练，并结合日常生活活动训练，以提高患者的运动能力和独立生活能力（图1）。平衡与步态训练是改善患者站立稳定性和步行能力的重要手段。

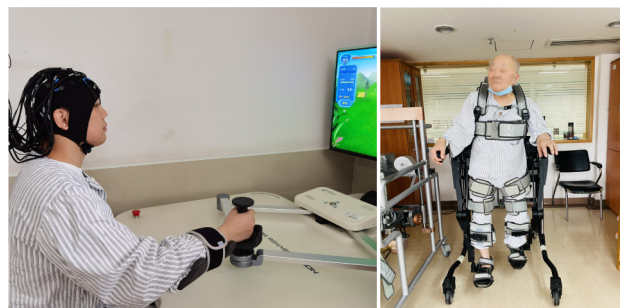


图1 脑卒中患者上下肢运动训练
Fig. 1 Upper and lower limb movement training for stroke patients

临床中可借助步态分析系统对步态周期、步幅和步速等相关指标进行客观评估，并结合减重步行训练等手段，提升患者步行的对称性和稳定性。

外周电刺激（PES）通过电流刺激外周神经和肌肉诱发肌肉收缩，可改善肌力、促进血液循环，并增强神经可塑性^[2]，常与运动训练联合应用以增强康复效果。此外，近年来机器人辅助训练和虚拟现实技术逐渐应用于肢体康复训练。机器人系统能够提供高强度、重复性的运动训练，虚拟现实技术通过沉浸式环境提高患者参与度^[3]。然而，现有研究尚未证实机器人训练在临床疗效上明显优于传统康复手段，虚拟现实技术在成本和患者适应性方面仍存在一定局限^[4]。

1.2 脑卒中所致认知功能障碍

认知功能障碍不仅影响患者的日常生活能力，还可能增加抑郁、焦虑等心理问题的发生风险。临床常采用简易精神状态评价量表（MMSE）或蒙特利尔认知评估量表（MoCA）进行筛查。由于认知功能障碍涉及注意力、记忆力、执行功能和视觉空间等多个方面，脑卒中患者往往表现出多维度的认知缺陷。例如，注意力障碍患者一般表现为注意集中困难和易分心；记忆力障碍患者主要表现为短期记忆和长期记忆受损；执行功能障碍患者表现为计划、组织和问题解决能力下降；视觉空间障碍患者常表现为方向感减弱和空间判断能力下降。

目前，脑卒中后认知功能障碍的康复主要包括面对面认知训练、计算机辅助认知训练和环境改造等方法。面对面认知训练由康复治疗师实施个体化

训练,通过记忆回忆、注意力训练等方式促进患者认知功能恢复,其优势在于训练灵活且反馈及时,但对人力资源依赖较高^[5]。计算机辅助认知训练通过特定软件和任务(如 N-back 任务、Stroop 测试等)进行认知训练,可在一定程度上节省人力成本,但缺乏个体化指导和即时互动。环境改造方法则通过优化患者生活环境以减少认知障碍对日常生活的影响,通常作为辅助干预措施。

1.3 脑卒中所致言语功能障碍

脑卒中后言语功能障碍,又称失语症,常由病灶累及大脑语言中枢(如 Broca 区或 Wernicke 区)所致。其临床表现与受损脑区及损伤程度密切相关,主要包括表达性失语、接受性失语、命名困难及阅读和书写障碍等。Broca 区损伤患者多表现为语言表达困难,如说话缓慢或语句结构紊乱;Wernicke 区损伤则主要表现为语言理解障碍,患者虽能流利表达,但难以理解他人语言。此外,部分患者还可能出现命名困难或阅读、书写能力下降等问题。

目前,失语症的临床康复主要依赖语言治疗师开展面对面训练,包括重复性语言练习、语音和语法训练、语义记忆练习等,其核心目标是通过系统化语言任务重建语言网络,提高患者的表达和理解能力^[6]。然而,传统语言治疗在一定程度上依赖大量人力资源,且康复进展相对缓慢。近年来,计算机辅助语言训练、虚拟现实和神经肌肉电刺激等新型技术逐渐应用于失语症康复,并显示出一定的应用潜力^[7]。

1.4 脑卒中所致吞咽功能障碍

吞咽是一个涉及口腔、咽及食管等多个解剖结构,由口腔期、咽期、食管期多阶段协同完成的复杂反射过程。脑卒中后吞咽功能障碍是下颌、舌、软腭、咽喉或食管等器官结构和功能受损,导致食物或液体不能安全有效进入胃内。该障碍不仅影响患者营养摄入,还可能引发误吸、吸入性肺炎等并发症,增加窒息和死亡风险^[8]。因此,准确评估和及时干预对改善患者预后至关重要。

目前,吞咽造影检查(VFSS)和软式喉内窥镜吞咽功能检查(FEES)被认为是临床评估吞咽功能障碍的金标准。VFSS 通过 X 射线动态观察吞咽过程,可评估各阶段吞咽功能,并识别食物滞留、误吸和吞咽反射延迟等问题;FEES 则通过纤维内镜直接观察咽喉结构和吞咽动态,适用于床旁评估和重复评估。两种方法各具优势,在条件允许时常联合应用以提高评估准确性。

针对不同吞咽阶段的功能障碍,临床常采用个体化康复干预,包括口腔感觉运动训练、低频电刺激和导管球囊扩张术等(表 1)。口腔感觉运动训练通过强化舌、口腔肌群的力量和协调性改善食团控制;低频电刺激可激活相关神经肌肉并促进功能重塑;导管球囊扩张术则主要用于改善食管或环咽肌功能障碍所致的吞咽困难。

2 无创神经调控技术在脑卒中功能康复中的应用现状

尽管早期传统康复干预在改善脑卒中功能障碍

表 1 吞咽功能障碍的临床康复策略
Table 1 Clinical rehabilitation strategies for swallowing function

功能障碍	康复治疗方法
口颜面感觉功能障碍	低频电刺激、口腔感觉运动训练
软腭功能障碍	感应电刺激、发音训练
咽缩肌功能障碍	咽腔电刺激、舌制动吞咽法、门德尔松吞咽训练
舌运动功能障碍	感应电刺激、低频电刺激、舌主被动运动训练、舌压训练
环咽肌功能障碍	导管球囊扩张术
呼吸-吞咽协调障碍	呼吸训练、声门上/超声门上吞咽训练
进食过程	姿势调整、摄食训练

方面优于单纯的自然康复，但由于神经修复能力有限，许多患者在发病 6 个月后仍难以达到理想的功能恢复水平^[9]。传统康复疗法在疗效上的局限性促使研究者探索通过增强神经可塑性促进功能恢复的新策略。如果能够充分利用未受损的大脑区域，并促进功能“再学习”，则有望进一步提高康复效果^[10]。近年来，神经调控技术逐渐应用于脑卒中康复，可作为强化物理治疗的辅助或启动手段，对运动、感觉、认知和语言等多种功能障碍产生积极作用。

2.1 TMS 作用机制及临床应用

TMS 是一种重要的神经调控技术，可通过调节大脑皮层兴奋性影响神经可塑性，在脑卒中康复中具有广泛应用前景。其基本原理是利用脉冲磁场在大脑皮层产生感应电流，从而改变神经元膜电位、调节脑内神经电活动和代谢过程，诱发皮层兴奋或抑制效应，并进一步促进长时程增强或长时程抑制等可塑性变化^[11]。

根据刺激方式不同，TMS 主要包括单脉冲、双脉冲和重复经颅磁刺激（rTMS）3 种模式。其中，单脉冲、双脉冲刺激多用于评估皮层兴奋性和神经通路功能，而 rTMS 通过连续或间断刺激特定脑区，可在较长时间内调节皮层兴奋性，是目前临床研究和治疗中应用最广泛的模式。神经影像学研究表明，rTMS 在刺激过后仍可持续影响脑功能活动，并诱导长期的皮层可塑性改变。

国际临床神经生理学联盟于 2019 年发布的《重复经颅磁刺激治疗应用循证指南》系统总结了 rTMS 的临床证据，证实其在脑卒中后功能障碍康复中的有效性^[12]（表 2）。例如，刺激背外侧前额叶皮层可改善注意力、记忆力和执行功能等认知表现；对健侧语言区进行抑制性低频刺激可促进语言网络重组，从而改善失语症患者的语言功能；此外，高频刺激小脑或相关吞咽皮层也被证实能够提高吞咽相关脑区兴奋性，改善吞咽功能^[13-18]。

表 2 rTMS 治疗脑卒中后功能障碍推荐方案
Table 2 Recommended rTMS protocols for post-stroke functional impairment

推荐等级	适应症	干预方案
A 级（确切疗效）	亚急性脑卒中运动功能障碍	低频刺激健侧 M1 区
B 级（可信疗效）	亚急性脑卒中运动功能障碍	高频刺激患侧 M1 区
	慢性脑卒中非流利性失语	低频刺激右侧额下回
C 级（可能疗效）	亚急性脑卒中偏侧忽视	兴奋性刺激健侧后顶叶
	慢性脑卒中运动功能障碍	低频刺激健侧 M1 区

2.2 tES 作用机制及临床应用

tES 最早由 Merton 和 Morton^[19]在 20 世纪 80 年代提出，并应用于人类大脑皮层。用于脑卒中康复的 tES 主要包括经颅直流电刺激（tDCS）、经颅交流电刺激、经颅随机噪声刺激等。其中，tDCS 通过头皮施加微弱恒定直流电，在颅内形成电场以调节大脑皮层神经元静息膜电位，阳极刺激通常提高皮层兴奋性，阴极刺激则降低兴奋性；同时，可影响突触可塑性、脑网络连接和局部脑血流，从而促进神经环路重塑并改善脑卒中后的运动、认知和言语等功能障碍^[20]。

相关研究表明，tDCS 可增强传统康复训练的

效果，并对脑卒中亚急性期、慢性期的运动功能障碍恢复产生积极作用^[21]。此外，tDCS 在认知障碍和失语症康复中也得到广泛研究，如刺激背外侧前额叶皮层可改善注意力和执行功能，而对左半球语言相关区域的兴奋性刺激则可能促进失语症患者语言能力的恢复^[22]。

尽管 tDCS 在脑卒中康复中具有一定潜力，但仍存在一些局限。由于刺激电流较弱，其主要产生阈下调节效应，调控强度相对有限^[23]。同时，电流在皮层中的弥散分布导致空间分辨率较低，容易产生非特异性刺激^[24]。此外，个体间反应差异较大，最佳刺激参数尚未统一，长期疗效仍需更多随机对

照研究进一步验证。

2.3 tPBM 作用机制及临床应用

tPBM 是一种利用红光（600~700 nm）或近红外光（波长 780~1100 nm），以低功率密度经颅照射大脑的非侵入性神经调控技术^[25]。其作用机制主要与线粒体光敏受体激活有关，可促进电子传递，并产生 NO、活性氧、环磷酸腺苷和 Ca^{2+} 等信号分子，从而调控相关转录因子，影响细胞增殖、炎症反应和凋亡等过程，并进一步改善脑局部血流和神经代谢，促进神经发生和功能恢复^[26]。

目前，tPBM 在脑卒中领域的应用研究仍处于探索阶段。动物实验表明，该技术可改善脑卒中模型动物的行为表现，并促进梗死灶周围区域神经细胞的增殖和分化^[27]。然而，与动物研究中的积极结果相比，tPBM 现有临床研究数量较少，且疗效证据仍有限。部分研究发现 tPBM 治疗后患者行为表现有所改善，但与对照组相比尚未显示出显著差异^[28]。因此，其在脑卒中康复中的临床价值仍需进一步研究验证。

2.4 基于时域干涉的无创脑深部电刺激技术

脑卒中常见的病灶位于大脑皮层或基底节、胼胝体等深部脑结构。TMS 和 tDCS 等常用非侵入性神经调控技术主要作用于皮层区域，受电磁场在生物组织中衰减规律的限制，其对深部脑区的调控能力有限。若通过提高刺激强度以达到深部结构，则可能接近安全阈值，并引发不良反应。因此，在不影响浅层皮层的情况下，实现深部脑区的非侵入性刺激一直是神经调控领域的重要挑战^[29]。

2017 年提出的 TIS 技术为解决这一问题提供了新的思路。该方法利用神经膜对低频电场更敏感的特性，通过向大脑施加多个高频电场（kHz）电场，在特定空间区域形成低频包络调制，从而选择性激活深层神经元而不显著影响浅层皮层^[30]。目前 TIS 仍处于实验研究阶段，其在动物和人体中的调控机制和安全性仍需进一步验证^[31]。随着相关研究的深入，该技术有望为脑卒中后多功能障碍，以及帕金森、阿尔兹海默症、抑郁症等神经精神疾病的非侵入性治疗提供新的手段。

3 神经调控技术与多模态神经影像技术的融合发展

神经科学研究表明，大脑皮层结构网络和动态功能网络所具有的神经可塑性是康复治疗的理论基础^[32]。神经调控技术在刺激运动皮层时较易引发能够迅速观察和量化的行为变化，因此其干预效果多通过行为指标进行评估，而这种变化往往需要经过多次刺激后才能显现。脑卒中后功能障碍的本质在于神经网络受损，康复干预应着眼于脑功能网络的重建和调节。然而，如何客观检测神经调控对脑功能网络可塑性的影响仍是当前研究中的关键问题。

神经影像技术的发展为“个性化”神经康复治疗提供了重要工具。fMRI、EEG 和 fNIRS 等技术能够评估神经调控对大脑的即时（在线）和长期（离线）反应，并通过测量个体神经反应优化刺激参数和治疗方案；同时，有助于揭示神经调控影响行为和认知的神经机制。因此，神经调控技术与神经影像技术的联合应用已成为当前神经康复研究的重要方向。其中，rTMS 与多种神经影像技术的联合应用发展最为成熟，并逐渐应用于康复临床研究和治疗实践。

3.1 rTMS 与 fMRI 技术的融合

作为脑卒中康复研究中应用最为广泛的神经影像学方法之一，fMRI 能够通过实时测量血氧水平依赖信号变化，动态反映脑局部血流活动，具有较高的空间分辨率。将 rTMS 与 fMRI 融合形成的实时交互式 rTMS-fMRI 技术，可通过分析脑区激活模式确定与肢体运动功能相关的皮层定位，从而用于研究脑损伤后的神经重组与恢复机制、评估康复干预效果，并为 rTMS 治疗提供客观依据^[33]。

然而，rTMS-fMRI 技术在应用过程中仍面临显著技术挑战。rTMS 产生的强磁场会对 fMRI 的梯度磁场造成干扰，进而引起图像伪影和信号失真^[34]。针对这一挑战，2022 年，一项 rTMS-fMRI 融合指南提出了同步融合优化方案^[35]。该方案通过交替采样策略和高精度时序控制系统，使 rTMS 脉

冲在 fMRI 图像采集的静息间隙触发，从而避免磁刺激对射频信号采集的直接干扰；同时，通过优化线圈的几何结构和磁场屏蔽设计，可进一步降低感应电流产生的噪声伪影，提高联用系统成像信噪比和电磁兼容性。尽管相关技术已取得了一定进展，但 fMRI 仍存在成本高、时间分辨率较低和设备不可便携等局限，在临床环境中实现 rTMS 干预过程神经血管耦合变化的动态监测仍存在一定困难。因此，rTMS-fMRI 技术在临床推广应用方面仍有待进一步优化与发展。

3.2 rTMS 与 EEG 技术的融合

大脑皮层神经元持续产生不同的频率、幅值和波形的电活动，这些活动在宏观层面表现为脑电波。EEG 通过记录头皮表面电位的分布，可反映大脑的实时神经电活动和功能状态。EEG 具有安全、无创、便携和无痛等特点，适用于不同年龄的多种疾病患者，目前已广泛应用于临床诊断、功能监测和病理生理机制研究。

rTMS-EEG 联用技术能够在 rTMS 刺激过程中实时记录大脑的瞬时电活动反应，凭借 ms 级时间分辨率、相对低廉的成本，该技术近年来受到广泛关注。Casula 等^[36]利用 rTMS-EEG 技术，通过 TMS

诱发电位中的 N100 成分这一直接指标证实了低频 rTMS（LF-rTMS）对大脑的抑制作用。然而，在实际应用中，每次 rTMS 电流脉冲产生的交变磁场都会在刺激区域附近诱发高幅度且持续时间较长的电信号伪迹，从而影响 EEG 数据的准确性^[37]。例如，rTMS 可引起头皮肌肉收缩产生肌电伪迹；同时，刺激线圈放电产生的“哒哒”响亮放电声也可能引发听觉相关伪迹。因此，如何有效去除伪迹信号并提高空间分辨率，仍是 rTMS-EEG 技术亟待解决的关键问题。此外，EEG 采集过程中对受试者姿势稳定性要求较高，不适用于需要较多身体运动的实验任务，如上肢运动训练过程中脑活动的实时监测。

3.3 rTMS 与 fNIRS 技术的融合

fNIRS 是近年来迅速发展的非侵入、非电离无损检测技术，可通过测量组织中氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白的浓度变化，实现对脑皮层血氧动力学信号的无损监测，是研究脑功能活动的重要手段。rTMS 与 fNIRS 融合形成的 rTMS-fNIRS 技术，相比 rTMS-fMRI 和 rTMS-EEG 技术，具备优良的电磁兼容性、抗运动干扰能力和便携性，在脑卒中康复领域展现出良好应用前景。（表 3）。

表 3 rTMS 与各类神经影像联用技术特征对比
Table 3 Comparison of technical characteristics between rTMS and various neuroimaging modalities

联用技术	检测参数	电磁兼容性	运动伪迹	时间分辨率/Hz	空间分辨率/mm
rTMS-fMRI	血流动力学响应	低	高	2	3
	BOLD信号				
rTMS-EEG	神经电信号	低	高	> 1 000	60~90
rTMS-fNIRS	血流动力学响应	高	低	10	20 ~ 30
	氧合血红蛋白浓度				
	脱氧血红蛋白浓度				

综合上述特性，rTMS-fNIRS 具有较高的相关事件信噪比，不受 rTMS 磁场变化干扰，具备适中的时空分辨率；同时，具备无辐射、可移动和可在自然运动状态下检测等优势。因此，该技术非常适合在 rTMS 干预过程中对脑卒中患者的脑功能变化和康复治疗的有效性进行实时评估^[38]。

图 2 展示了利用 fNIRS 实现 rTMS 的近端检测的示意方式。在干预前，通过评估量表，包括 Fugl-Meyer 评定量表（FMA）、美国国立卫生研究院卒中量表（NIHSS）、改良 Barthel 指数（mBI）、改良 Rankin 量表（mRS）及动作研究上肢测试（ARAT），对患者的运动功能及日常生活能力进

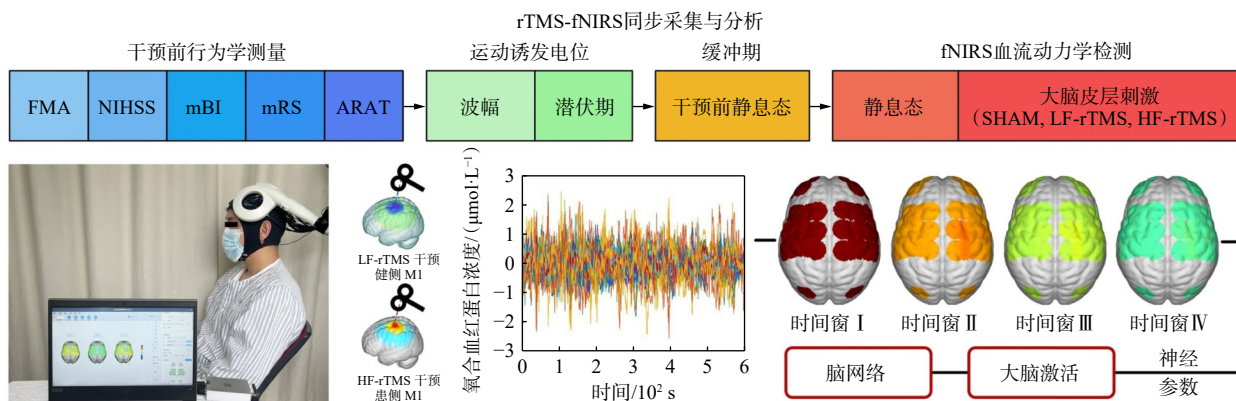


图2 rTMS-fNIRS 融合技术

Fig. 2 rTMS-fNIRS integration technology

行基线评定。同时，利用运动诱发电位（MEP）记录波幅和潜伏期，从电生理角度评估皮层兴奋性。在 rTMS-fNIRS 同步监测过程中，采集干预前的静息态（Buffer 期）数据作为对比，在不同刺激模式（如假刺激 SHAM、低频刺激 LF-rTMS 或高频刺激 HF-rTMS）下，通过 fNIRS 实时获取脑血流动力学响应，为实时校准刺激靶点和评估调控效果提供了客观依据。随着神经调控技术和神经影像技术的持续发展，二者的深度融合有望成为临床康复应用的重要发展方向，为脑卒中患者功能障碍的个性化康复提供新的技术支撑。

4 脑卒中康复技术的发展趋势与面临挑战

4.1 发展趋势

传统神经调控多采用预设参数的开环刺激模式，难以依据患者实时脑功能状态实现动态优化。未来康复系统的核心发展方向是构建基于实时神经生理信号的闭环调控体系。通过 EEG、fNIRS 等技术实时监测大脑功能状态，并将信号同步反馈至 TMS、tDCS 等调控设备，实现刺激频率、强度和靶点的 ms 级自适应优化，从同质化方案向个体化精准模式转型。依托 rTMS-fNIRS 等多模态融合技术，可构建个体化脑网络拓扑模型，并结合机器学习算法，综合评估患者病灶特征、脑结构连接完整性和实时脑代谢状态，制定差异化、最优康复路径，形成多模态数据驱动的个体化康复方案。

当前临床常用的非侵入性神经调控技术（如 TMS）普遍存在刺激深度不足的问题，而 TIS 等新型技术的出现，为突破这一局限提供了可能。其可在不干扰浅层皮层的前提下，利用高频电场包络实现对海马体、丘脑等脑深部核团的非侵入性精准调控，有望为脑卒中后深部病灶所致认知、情绪障碍提供全新干预策略。

此外，神经康复技术正加速向便携式、远程化方向发展。小型化 tDCS 装置、轻量化脑电设备与柔性康复外骨骼的集成，可支持患者在居家场景下接受规范神经调控干预；结合数字化康复平台，还可实现康复过程全周期数据追踪、云端评估和动态管理，推动康复模式向院外延伸、全域覆盖。

4.2 面临挑战

虽然神经调控技术展现出巨大潜力，但不同患者对同一刺激参数的反应存在显著的异质性。脑卒中患者的病灶位置、受损程度和残存神经回路的连通性各异，导致临床疗效往往难以预测。因此，建立跨人群、标准化且具有个体特异性的调控模型仍是当前的技术难点。

尽管 rTMS-fMRI 等融合技术在科研中表现卓越，但 fMRI 等设备造价昂贵、维护复杂且对环境要求高，难以在基层医院和社区康复中心普及。多模态数据的同步采集、海量信息的清洗处理和实时分析算法的稳定性，依然阻碍该技术向常规临床诊疗方案的转化。

前沿神经康复技术融合了医学、生物医学工程

与人工智能（AI）、传感器技术，但目前临床医师缺乏对底层物理原理和复杂数据分析的掌握，而工程技术人员则缺乏临床实践经验。多学科交叉人才的匮乏和临床应用路径标准的缺失，限制了先进装备效能的发挥。

5 政策建议

5.1 构建基于“AI+医疗大数据”的脑卒中个体化精准康复决策系统

当前脑卒中康复方案多依赖临床经验，缺乏基于大数据的个体化决策支持。建议由政府牵头整合全国多中心临床数据资源，建立统一的脑卒中康复数据库，涵盖患者的神经影像学特征、临床症状评估、康复干预方案和长期预后等多维度信息。依托机器学习和深度学习技术深入挖掘脑功能特征与各类干预效果的内在关联规律，建立预测模型，研发智能参数优化决策系统，实现康复方案的动态优化和个体化推荐，逐步实现由传统人工摸索向算法精准驱动的康复模式转变，提升康复效率和改善患者预后。

5.2 建立多学科协同的神经康复技术标准与应用路径

TMS、tDCS、fNIRS 等神经调控技术和神经影像技术在临床应用中仍缺乏统一标准。建议制定相关国家标准、统一技术指南，规范 TMS、tDCS、fNIRS 等技术的操作规范、适应证选择和疗效评估标准，涵盖患者筛选标准、治疗参数设定、疗程安排、不良反应监测等全方位内容，确保技术应用的科学性和安全性。通过建立多学科联合中心，打通基础研究、临床验证和成果落地的全链条。汇聚神经内科、康复医学、神经工程、心理学等多个学科的专业人才，形成“基础研究-临床转化-应用推广”的完整生态链，加速科研成果向临床实践的转化，提高创新技术的临床应用效率。

5.3 完善前沿康复装备研发转化与国产化支持机制

针对闭环神经调控、无创深部刺激等关键技术

领域，应加大科研经费和产业政策的支持力度，推动核心设备、关键部件的自主研发和国产化。同时，优化康复设备的审批流程，结合医保与产业政策降低应用成本，促进高端康复技术在基层医疗机构和家庭场景中的普及应用。

6 结束语

脑卒中康复正逐步由传统物理训练模式向以神经调控为核心的智能化、精准化康复范式转变。以 TMS 和 tDCS 为代表的非侵入性神经调控技术，在促进神经可塑性和改善脑功能恢复方面已显示出良好的应用前景。然而，现阶段相关技术在个体化干预策略制定和康复过程的实时动态评估方面仍存在一定局限。未来研究应重点推动闭环神经调控系统的构建，通过 EEG 或 fNIRS 等技术实现对脑功能状态的实时监测，并结合 rTMS 等刺激手段动态优化刺激参数，从而实现更加精准的个体化康复干预；需进一步探索深部脑区的非侵入性调控策略，如利用时间干涉刺激等新型技术实现对丘脑、海马等深部脑区的精准调控，为脑卒中后复杂认知和情绪功能障碍的治疗提供新的技术路径。随着神经影像、多模态数据融合和智能算法的持续发展，脑卒中康复有望迈向更加精准、高效与个体化的智能康复新阶段。

参考文献

- [1] 刘亚芳, 江华, 王秋华. 中青年脑卒中患者运动康复意愿及影响因素研究[J]. [中国全科医学](#), 2011, 14(4): 449-452.
Liu Y F, Jiang H, Wang Q H. Study on exercise rehabilitation intention and influencing factors among young and middle-aged stroke patients[J]. [Chinese General Practice](#), 2011, 14(4): 449-452. (in Chinese)
- [2] Eraifej J, Clark W, France B, et al. Effectiveness of upper limb functional electrical stimulation after stroke for the improvement of activities of daily living and motor function: A systematic review and meta-analysis[J]. [Systematic Reviews](#), 2017, 6(1): 40.

- [3] 林成杰, 梁娟. 脑卒中痉挛状态的康复治疗[J]. 中国康复医学杂志, 2009, 24(2): 179-182.
Lin C J, Liang J. Rehabilitation treatment of spasticity after stroke[J]. Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2009, 24(2): 179-182. (in Chinese)
- [4] Mirelman A, Patrìtti B L, Bonato P, et al. Effects of virtual reality training on gait biomechanics of individuals post-stroke[J]. *Gait & Posture*, 2010, 31(4): 433-437.
- [5] Cicerone K D, Langenbahn D M, Braden C, et al. Evidence-based cognitive rehabilitation: Updated review of the literature from 2003 through 2008[J]. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2011, 92(4): 519-530.
- [6] Duffy J R. Motor speech disorders: Substrates, differential diagnosis, and management [M]. Philadelphia: Elsevier Health Sciences, 2012.
- [7] Xie H, Jing J, Ma Y P, et al. Effects of simultaneous use of m-NMES and language training on brain functional connectivity in stroke patients with aphasia: A randomized controlled clinical trial[J]. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 2022, 14: 965486.
- [8] Mandell L A, Niederman M S. Aspiration pneumonia[J]. *New England Journal of Medicine*, 2019, 380(7): 651-663.
- [9] Dobkin B H. Rehabilitation after stroke[J]. *New England Journal of Medicine*, 2005, 352(16): 1677-1684.
- [10] Di Pino G, Pellegrino G, Assenza G, et al. Modulation of brain plasticity in stroke: A novel model for neurorehabilitation[J]. *Nature Reviews Neurology*, 2014, 10(10): 597-608.
- [11] Rossi S, Hallett M, Rossini P M, et al. Safety, ethical considerations, and application guidelines for the use of transcranial magnetic stimulation in clinical practice and research[J]. *Clinical Neurophysiology*, 2009, 120(12): 2008-2039.
- [12] Lefaucheur J P, Aleman A, Baeken C, et al. Evidence-based guidelines on the therapeutic use of repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS): An update (2014–2018)[J]. *Clinical Neurophysiology*, 2020, 131(2): 474-528.
- [13] Liu Y W, Yin M Y, Luo J, et al. Effects of transcranial magnetic stimulation on the performance of the activities of daily living and attention function after stroke: A randomized controlled trial[J]. *Clinical Rehabilitation*, 2020, 34(12): 1465-1473.
- [14] Li H, Ma J, Zhang J, et al. Repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS) modulates thyroid hormones level and cognition in the recovery stage of stroke patients with cognitive dysfunction[J]. *Medical Science Monitor*, 2021, 27: e931914.
- [15] Gong C, Hu H, Peng X M, et al. Therapeutic effects of repetitive transcranial magnetic stimulation on cognitive impairment in stroke patients: A systematic review and meta-analysis[J]. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2023, 17: 1177594.
- [16] Naeser M A, Martin P I, Nicholas M, et al. Improved picture Naming in chronic aphasia after TMS to part of right Broca's area: An open-protocol study[J]. *Brain and Language*, 2005, 93(1): 95-105.
- [17] Gholami M, Pourbaghi N, Taghvatalab S. Evaluation of rTMS in patients with poststroke aphasia: A systematic review and focused meta-analysis[J]. *Neurological Sciences*, 2022, 43(8): 4685-4694.
- [18] Dai M, Qiao J, Shi Z H, et al. Effect of cerebellar transcranial magnetic stimulation with double-cone coil on dysphagia after subacute infratentorial stroke: A randomized, single-blinded, controlled trial[J]. *Brain Stimulation*, 2023, 16(4): 1012-1020.
- [19] Merton P A, Morton H B. Stimulation of the cerebral cortex in the intact human subject[J]. *Nature*, 1980, 285(5762): 227.
- [20] 窦祖林, 廖家华, 宋为群. 经颅磁刺激技术基础与临床应用[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2012.
Dou Z L, Liao J H, Song W Q. Transcranial magnetic stimulation technique fundamental theory and clinical practice[M]. Beijing: People's Medical Publishing House, 2012. (in Chinese)
- [21] Bai X, Guo Z W, He L, et al. Different therapeutic effects of transcranial direct current stimulation on upper and lower limb recovery of stroke patients with motor dysfunction: A meta-analysis[J]. *Neural Plasticity*, 2019, 2019(1): 1372138.

- [22] Ko M H, Yoon J Y, Jo Y J, et al. Home-based transcranial direct current stimulation to enhance cognition in stroke: Randomized controlled trial[J]. [Stroke](#), 2022, 53(10): 2992-3001.
- [23] Wagner T, Valero-Cabre A, Pascual-Leone A. Noninvasive human brain stimulation[J]. [Annual Review of Biomedical Engineering](#), 2007, 9: 527-565.
- [24] Datta A, Bansal V, Diaz J, et al. Gyri-precise head model of transcranial direct current stimulation: Improved spatial focality using a ring electrode versus conventional rectangular pad[J]. [Brain Stimulation](#), 2009, 2(4): 201-207. e1.
- [25] Gordon L C, Johnstone D M. Remote photobiomodulation: An emerging strategy for neuroprotection[J]. [Neural Regeneration Research](#), 2019, 14(12): 2086-2087.
- [26] Salehpour F, Farajdokht F, Cassano P, et al. Near-infrared photobiomodulation combined with coenzyme Q(10) for depression in a mouse model of restraint stress: Reduction in oxidative stress, neuroinflammation, and apoptosis[J]. [Brain Research Bulletin](#), 2019, 144: 213-222.
- [27] Argibay B, Campos F, Perez-Mato M, et al. Light-emitting diode photobiomodulation after cerebral ischemia[J]. [Frontiers in Neurology](#), 2019, 10: 911.
- [28] Zivin J A, Sehra R, Shoshoo A, et al. NeuroThera Efficacy and Safety Trial-3 (NEST-3): A double-blind, randomized, sham-controlled, parallel group, multicenter, pivotal study to assess the safety and efficacy of transcranial laser therapy with the NeuroThera Laser System for the treatment of acute ischemic stroke within 24 h of stroke onset[J]. [International Journal of Stroke](#), 2014, 9(7): 950-955.
- [29] Perry T S. Here's how facebook's brain-computer interface development is progressing[J]. [IEEE Spectrum](#), 2020, 57(2): 1-5.
- [30] Grossman N, Bono D, Dedic N, et al. Noninvasive deep brain stimulation *via* temporally interfering electric fields[J]. [Cell](#), 2017, 169(6): 1029-1041. e16.
- [31] Howell B, McIntyre C C. Feasibility of interferential and pulsed transcranial electrical stimulation for neuromodulation at the human scale[J]. [Neuromodulation: Technology at the Neural Interface](#), 2021, 24(5): 843-853.
- [32] Park H J, Friston K. Structural and functional brain networks: From connections to cognition[J]. [Science](#), 2013, 342(6158): 1238411.
- [33] MacIntosh B J, Graham S J. Magnetic resonance imaging to visualize stroke and characterize stroke recovery: A review[J]. [Frontiers in Neurology](#), 2013, 4: 60.
- [34] Furubayashi T, Mochizuki H, Terao Y S, et al. Cortical hemoglobin concentration changes underneath the coil after single-pulse transcranial magnetic stimulation: A near-infrared spectroscopy study[J]. [Journal of Neurophysiology](#), 2013, 109(6): 1626-1637.
- [35] Riddle J, Scimeca J M, Pagnotta M F, et al. A guide for concurrent TMS-fMRI to investigate functional brain networks[J]. [Frontiers in Human Neuroscience](#), 2022, 16: 1050605.
- [36] Casula E P, Tarantino V, Basso D, et al. Low-frequency rTMS inhibitory effects in the primary motor cortex: Insights from TMS-evoked potentials[J]. [NeuroImage](#), 2014, 98: 225-232.
- [37] Taylor P C J, Walsh V, Eimer M. Combining TMS and EEG to study cognitive function and cortico-cortico interactions[J]. [Behavioural Brain Research](#), 2008, 191(2): 141-147.
- [38] Park E, Kang M J, Lee A, et al. Real-time measurement of cerebral blood flow during and after repetitive transcranial magnetic stimulation: A near-infrared spectroscopy study[J]. [Neuroscience Letters](#), 2017, 653: 78-83.

Research Status and Development Trends of Frontier Technologies for Stroke Rehabilitation

LI Zengyong[†], XIE Hui, HUO Congcong

Key Laboratory of Rehabilitation Technical Aids of the Ministry of Civil Affairs, National Research Center for Rehabilitation Technical Aids, Beijing 100176, China

Abstract Stroke is characterized by high incidence, disability, and recurrence rates, severely affecting patients' quality of life and increasing the burden on their families and society. Conducting efficient, precise, and accessible research on stroke rehabilitation holds crucial clinical significance and public health importance. Currently, the field of stroke neurorehabilitation is undergoing a transition from traditional intervention methods to a more intelligent and precise neuromodulation paradigm. This paper outlines the characteristics and rehabilitation interventions for motor, cognitive, speech, and swallowing dysfunctions post-stroke. It emphasizes the analysis of the current application status of multimodal non-invasive neuromodulation technologies in neurorehabilitation and discusses the integrated development of neuromodulation and neuroimaging technologies. In conclusion, the paper discusses future development trends and analyzes current challenges. Future efforts should focus on three aspects: constructing a personalized and precise stroke rehabilitation decision-making system based on “artificial intelligence + medical big data”, establishing interdisciplinary technical standards and application pathways, and improving the translation and domestic support mechanisms for cutting-edge rehabilitation equipment. These efforts aim to promote the accessibility of advanced rehabilitation technologies for stroke patients.

Keywords stroke; neurorehabilitation; neuromodulation; multi-modal fusion; brain functional characteristics



李增勇，教授，博士研究生导师。国家康复辅具研究中心康复训练研究部主任，国家重点研发计划首席科学家。主要从事脑功能评估及神经调控技术的研究。主持国家重点研发计划、国家自然科学基金等 10 余项。获中国生物医学工程学会黄家驹技术发明奖、中国康复医学会科技进步奖。发表论文 100 余篇，授权发明专利 30 余件，制定国家标准 2 项、团体标准 5 项，发表专家共识 3 项，成果转化 10 项。

电子信箱：zyongli2025@163.com。

[†]Corresponding author